



F1000100452B



SUOMI-FINLAND
(FI)

Patentti- ja rekisterihallitus
Patent- och registerstyrelsen

(12) PATENTTIJULKAISU
PATENTSKRIFT

(10) FI 100452 B

(45) Patentti myönnetty - Patent beviljats 15.12.97

(51) Kv.lk.6 - Int.kl.6

A 61B 5/024, 5/0452

(21) Patenttihakemus - Patentansökning 952656

(22) Hakemispäivä - Ansökningsdag 31.05.95

(24) Alkupäivä - Löpdag 31.05.95

(41) Tullut julkiseksi - Blivit offentlig 09.08.96

(32) (33) (31) Etuoikeus - Prioritet

29.12.94 FI 946164 P

(73) Haltija - Innehavare

1. Polar Electro Oy, Professorintie 5, 90440 Kempele, (FI)

(72) Keksijä - Uppfinnare

1. Heikkilä, Ilkka, Käpykuusentie 28, 90240 Oulu, (FI)

(74) Asiamies - Ombud: Patenttisto Teknopolis Kolster Oy, Teknologiantie 4, 90570 Oulu

(54) Keksinnön nimitys - Uppfinningens benämning

**Menetelmä ja laite henkilön sykemittauksen yhteydessä
Förfarande och anordning vid pulsmätning av en person**

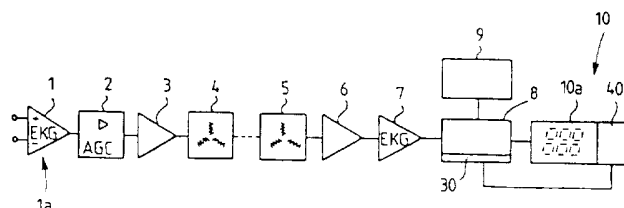
(56) Viitejulkaisut - Anförda publikationer

DE A 3209850 (A 61B 5/00), US A 5277189 (A 61B 5/0402), US A 5339822 (A 61B 5/04),
US A 4566461 (A 61B 5/02), WO A 90/09144 (A 61B 5/0404)

(57) Tiivistelmä - Sammandrag

Keksinnön kohteena on menetelmä ja laite henkilön sydänsykkeen mittauksen yhteydessä. Menetelmässä mitataan sykemittarilla henkilön EKG-signaali ja ainakin yhden EKG-signaalin aaltomuodon, kuten QRS-kompleksin, ajoitushetki. EKG-signaalista lasketaan sydänsykkeen keskimääräinen syketaajuus. Matemaattisen funktion avulla muodostetaan sydänsykkeen variaation suuruuteen tai sydänsykkeestä muodostetun spektrin kokonais- tai osatehon suuruuteen verrannollinen sykevariaatiotieto, joka näytetään sykemittarin näytöllä (10) yhdessä keskimääräisen syketaajuuden kanssa.

Uppfinningen avser förfarande och anordning vid mätning av hjärtpuls hos en person. Vid förfarandet mäts personens EKG-signal med en pulsmätare och startmomentet för vågformen hos åtminstone en EKG-signal. Ur EKG-signalen beräknas hjärtpulsens genomsnittliga frekvens. Med användning av en matematisk funktion utformas en pulsvariationsinformation, som är proportionell mot storleken av hjärtpulsens variation eller storleken hos det av hjärtpulsen bildade spektrrets total- eller deeffekt, vilken information visas på pulsmätarens display (10) tillsammans med den genomsnittliga pulsfrekvensen.



Menetelmä ja laite henkilön sykemittauksen yhteydessä

Tämän keksinnön kohteena on menetelmä ja laite henkilön sykemittauksen yhteydessä.

5 Sykemittaus perustuu sydämen toiminnan seuraamiseen. Sydän aiheuttaa supistuessaan sarjan sähköisiä pulsseja, jotka ovat mitattavissa kehossa. Tämän signaalin mittaamista ja analysointia kutsutaan elektrokardiografiaksi (EKG). Itse signaalia kutsutaan EKG-signaaliksi. EKG-signaalista
10 voidaan erottaa sydämen eri toimintajaksoista johtuvat vaiheet. Nämä osat ovat ns. P-, Q-, R-, S-, T- ja U-aallot.

Tunnetuissa ratkaisuisissa sykemittari ilmoittaa näyttöllään lähinnä vain keskimääräistä syketaajuustietoa, joka on laskettu keskiarvona sopivasta määrästä yksittäisiä sykkeitä. Esiintyy kuitenkin tarpeita saada sykemittareista monipuolisempia. Olemassa olevissa sydänsykettä suodattavissa sykemittareissa hetkellistä sykevaihtelua tasoittava keskiarvostus estää sykemittautiedon tarkemman analysoinnin. Signaalinkäsittelyssä keskiarvostus tarkoittaa alipäästösuodatusta, joka tässä käytettynä leikkaa nopean variaatio-signaalin pois sykesignaalista. Tunnetuilla ratkaisuilla ei saada riittävän monipuolista tietoa.

Autonomisen hermoston sympatikus-parasympatikustasapainon vaihtelusta johtuen sydänsykkeessä esiintyy jatkuvasti heilahteluja keskimääräisen syketason ympärillä. Sykkeen heilahtelu eli variaatio johtuu kardiovaskulaarisen ohjausjärjestelmän toiminnasta. Pääasialliset vaihtelun syyt ovat hengitysarrytmia, verenpaineen säätelyn aiheuttama variaatio ja elimistön lämpötasapainon säätelystä aiheutuva variaatio. Näistä merkittävin ja suurinta variaatiota aiheuttava on hengitysarrytmia. Sydänsykkeeseen variaation välittäjähermostot voidaan erotella sykevariaation taajuusanalyysin avulla. Sympaattinen hermosto on nykykäsityksen mukaan hidas; se ei pysty juurikaan välittämään yli 0.15
30 Hz:n taajuuksia. Parasympaattisen hermoston toiminta sen
35

sijaan on nopeaa, minkä vuoksi edellä mainittua rajataajuutta suuremmat taajuudet välittyvät parasympaattisen hermostuksen kautta.

Tämän keksinnön tarkoituksena on tuoda esiin uuden-
5 tyyppinen menetelmä ja laite, joka välttää tunnettuihin ratkaisuihin liittyvät ongelmat.

Keksinnölle on tunnusomaista se, mitä on määritelty jäljempänä olevissa patenttivaatimuksissa.

Keksinnöllä saavutetaan useita etuja. Sykevariaation
10 mittauksella ja mittaustuloksen näyttämällä sykemittarin näytössä saadaan tärkeää lisätietoa ihmisen kehon ja hermoston toiminnasta, erityisesti ihmisen relaksaatioasteesta eli rentoutumisasteesta. Käyttämällä keksinnön mukaisesti sydänsykevariaatiota relaksaatioasteen eli rentoutumisas-
15 teen määrittämisessä on mahdollista toteuttaa yksilöllinen ja ihmisen tarpeisiin riittävän monipuolinen ja tarkka seuranta. Keksintö mahdollistaa siten sykevariaation reaaliaikaisen ja langattoman monitoroinnin, ja sitä kautta antaa ihmiselle lisää tietoa ilman laboratorioissa suoritettavia
20 hankalia mittauksia. Suuri sykevaihtelu on osoitus parasympaattisen hermoston toiminnasta, mikä yleisesti vastaa elimistön rentoutunutta tilaa. Pieni arvo taas kertoo sympaattisen hermoston vireydestä, joka taas liittyy fyysiseen tai psyykkiseen rasitukseen. Näin sykevaihtelua mittaamalla
25 voidaan seurata autonomisen hermoston tilaa.

Keksintöä selostetaan seuraavassa yksityiskohtaisemmin esimerkkien avulla viittaamalla oheisiin piirustuksiin, joissa

kuvio 1 esittää sydänsykkeen aiheuttaman EKG-signaalin muotoa,
30

kuvio 2 esittää sydänsykkeen variaatiokäyrää rasituksessa,

kuvio 3 esittää yleiskuvaa keksinnön mukaisesta laitteesta,

35 kuvio 4 esittää keksinnön erään sovellutusmuodon mu-

kaisen laitteen toimintakaavion,
kuvio 5 esittää sykemittarin näyttöä,
kuvio 6a-6e esittää sykevariaatiosignaalin muodosta-
mista EKG-signaalista.

5 Kuviossa 1 on esitetty tyypillistä sydänsykkeen aiheuttamaa EKG-signaalia esitettynä aika-jännitekoordinaatistossa. Kustakin signaalista on tarkalla mittauksella tunnistettavissa edellä mainitut P-, Q-, R-, S- ja T-aallot. Huippuarvo R edustaa EKG-signaalin maksimikohtaa, ja
10 Q, R ja S-pisteiden rajaama pulssi, eli ns. QRS-kompleksi, edustaa EKG-signaalin helpoimmin tunnistettavissa olevaa osaa. Kahden peräkkäisen R-huipun väliä kutsutaan usein EKG-signaalin RR-intervalliksi. P-aallon aiheuttaa sydämen eteisten supistuminen. Kun sydämen eteiset supistuvat,
15 täyttyvät kammiot verellä. EKG-signaalin R-piikin muodon määrittelevä kolmen aallon kärkien muodostama QRS-kompleksi syntyy sydämen kammioiden supistuessa. Tällöin oikea kammiopumpkaa verta laskimoista keuhkoihin ja vasen puoli keuhkoista valtimoihin. Kammioli hasten repolarisoituminen aiheuttaa T-aallon, joka on R-piikkiä matalampi ja laakeampi. Aaltojen väliset ajat riippuvat hermoärsyksen etenemisnopeudesta sydämässä.

Terveellä ihmisellä EKG-signaali on ihon pinnalta mitattuna amplitudiltaan 1 ja 2 mV:n välillä. Esim. R-piikille annetaan kirjallisuudessa amplitudiarvoksi 1,6 mV ja kestoksi 90 ms, P-aallolle taas vastaavat arvot ovat 0,25 mV ja 110 ms. Kun sydämen syke rasituksen seurauksena kiihtyy, EKG-signaalin eri komponenttien kestoajat ja amplitudit säilyvät lähes muuttumattomina. Siten tiedetään, että
25 sydänsykkeen ja siihen liittyvien ilmiöiden tarkka mittaus on mahdollista analysoimalla sydänsykkeen EKG-signaalia.

30 Helpoin lähtökohta EKG-signaalin ajoituskohdan tarkaksi määrittämiseksi on QRS-kompleksin ilmaisu. Häiriöttömässä tilanteessa QRS-kompleksia voidaan ilmaista verraten yksinkertaisesti huippuarvoilmaisimella. Käytännön tilan-

teissa esiintyvien häiriöiden vähentämiseksi käytetään tar-
koissa analyyseissä jonkinlaista suodatusta. Suodatus voi
tapahtua käyttäen kaistanpäästösuodatinta, sovitettua suo-
datinta tai hahmontunnistusta.

5 Kuviossa 2 on esitetty sydänsykkeen variaation käyt-
täytyminen rasitustason mukana. Kuvaaja on piirretty 100
peräkkäisestä RR -intervallista laskettujen keskihajontojen
perusteella. Kuvasta havaitaan selvä epälineaarinen variaa-
tion pieneneminen rasitusta nostettaessa.

10 Keksinnön mukaisessa menetelmässä mitataan kuntoili-
jan rintakehäältä tai muusta kehonosasta EKG signaali ja lä-
hetetään se vastaanottimelle kuten olemassaolevissa syke-
mittareista. Sykelähettimen erotuskyky perättäisten EKG-sig-
naalien ajoitustietojen määrittelyssä on ainakin luokkaa 1
15 ms. Kuntoilijan sydänsykkettä seurataan jatkuvasti koko suo-
rituksen aikana. Sykemittari mittaa keskiarvoistavista mit-
tareista poiketen jokaisen EKG-signaalin jonkin yksiselit-
teisen ajoituskohdan, esim. QRS-komplekseista saatavan
R-R-intervallin, ja laskee kerätyistä intervalleista syk-
keiden keskihajonnan tai jonkin muun variaatioindeksin. Syke-
mittari seuraa jatkuvasti variaation kehittymistä.

 Kuviossa 3 on esitetty keksinnön mukaisen esimerkki-
laitteen periaatekuva. Kuviossa 3 esitetyssä telemetrisessä
sydänsykemittarissa EKG-elektrodit 1a on kytketty EKG-esi-
vahvistimen 1 differentiaalisiin tulonapoihin. Esivahvisti-
25 men 1 antama sykesignaali vahvistetaan AGC-vahvistimessa 2,
jolla ohjataan tehovahvistinta 3, jossa aikaansaadaan kää-
mejä 4 ohjaava sykesignaali, jonka pulssien välinen aikavä-
li signaalissa on sama kuin sydänsykkeiden aikaväli. Kää-
meihin 4 generoituu siten sydänsykkeen tahdissa vaihteleva
30 magneettikenttä. Kuvion 1 lohkot 1-4 edullisimmin muodosta-
vat telemetrisen lähetinyksikön kuten lähetinyvön, jota ih-
minen pitää ihoaan vasten kuten rintakehäänsä vasten.

 Kuviossa 3 muut lohkot lohokosta 5 alkaen muodostavat
35 telemetrisen vastaanotinyksikön, jota edullisimmin on esi-

merkiksi ranteessa pidettävä vastaanotinranneke. Käämiltä 4 vastaanotettu eli vastaanotinkäämien 5 ilmaisema magneetikenttä vahvistetaan herkässä esivahvistimessa 6, jonka jälkeen signaali viedään signaalivahvistimeen 7. Vahvistimen ulostulosignaali käsitellään mikrotietokoneessa 8, joka laskee halutusta määrästä edellisiä pulsseja keskimääräisen syketaajuuden, joka ilmoitetaan eli näytetään näytöllä 10, kuten nestekidenäytöllä 10 näyttöelementissä 10a. Keskimääräinen syketaajuus voidaan myös tallettaa muistiin 9. Edellä mainittujen elementtien 1-10 osalta on laite näiltä osin kuten tunnetut laitteet.

Keksinnön olennaisin osa on lohko 30 ja näyttöelementti 40, johon lohko 30 on kytketty. Lohko 30 on väline sykevariaation laskemiseen. Väline 30 voidaan toteuttaa mikrotietokoneen 8 eräänä ohjelmalohkona. Väline 30 laskee sykevariaatiotiedot ja ilmoittaa sykevariaation näyttöelementissä 40. Käytännössä näyttöelementti 10a keskimääräisen sykkeen näyttämistä varten ja näyttöelementti 40 sykevariaation näyttämistä varten ovat samaan näyttökokonaisuuteen 10 kuten nestekidenäyttöön kuuluvia eri näyttöelementtejä.

Kuviossa 4 on esitetty keksinnön erään sovellutusmuodon mukaisen laitteen toimintakaavio. Kaavion mukaiset toiminnot ovat edullisesti sisällytetty sykemittarin tietokoneen 8 ohjelmistoon. Tehtävänä on määrittää esimerkiksi kunto- tai urheiluharjoittelua suorittavan henkilön sykevariaatio. Kuviossa 4 toiminnan perustana oleva sykemittaus suoritetaan lohkossa 11. Sykemittarilla 5-10 mitataan harjoitusjakson aikana henkilön sydänsyke ja ainakin yhden EKG-signaalin aaltomuodon, kuten QRS-kompleksin, ajoitushetki.

Tämän jälkeen lasketaan lohkossa 12 hetkellinen sydänsyke EKG-signaalien vastaavien aaltomuotojen etäisyyksien perusteella, ja suoritetaan mahdollinen muokkaus esim. sopivalla digitaalisella suodattimella. Sykesignaali voidaan tässä edullisesti ylipäästösuodattaa tulosta vääristä-

vien, esim. äkillisistä kuormitustasojen muutoksista johtuvien hitaiden prosessien poistamiseksi.

Tilastofunktion 13, eli tässä esimerkissä keskihajonnan S kaavan avulla, muodostetaan sykkeen variaation suuruuteen tai sykkeestä muodostetun spektrin kokonais- tai osatehon suuruuteen verrannollinen sykevariaatioarvo. Sykevariaatio voidaan myös laskea esim. sykevariaation jakaumakuvion korkeuden tai leveyden tai niistä johdetun suureen antavan tilastofunktion avulla. Kuvion 4 mainittu lohko 13 vastaa kuvion 3 lohkoa 30.

Harjoitusjakson aikana lasketut sykevariaatioarvot rekisteröidään eli tallennetaan lohkoissa 14 muistiin 9 ajan funktiona, ja sykevariaatiotieto myös näytetään näytön 10 näyttöelementissä 40. Keksinnön mukaisessa sykemittarissa on siis sykevariaation laskentayksikkö 30 ja näyttöelementti 40, joka reaaliaikaisesti näyttää sykevariaatioon verrannollista mittalukua ja/tai graafista osoitinta kuten pylvästä 40, jonka korkeus jollakin tavalla on verrannollinen laskettuun sykevariaatioon. Kuvioissa 6a-6e on esitetty esimerkkejä, miten sykevariaatiosignaali muodostetaan EKG-signaalista. Lähtökohtana on kuvion 1 mukainen mitattu EKG-signaali, josta määritetään sopiva ajoituskohta t_i (kuvio 6a) R-pulssien perusteella. Kuvio 6b esittää hetkellisen sykkeen määrittämistä RR-välien ajoituskohtien $t_1 \dots t_n$ perusteella. Kuviossa 6c esitetään hetkellinen syke jatkuvana signaalina RR-aikatasossa ja kuviossa 6d syke-aikatasossa, jossa syke = $60/RR$. Kuviossa 6e esitetään sykevariaatiokäyrä, joka voidaan laskea suoraan RR-väleistä (kuvio 6b) rekursiivisesti liukuvana keskihajontana, tai liukuvana jakautumakuvion muodosta määritettynä korkeutena, tai leveytenä, tai kuvioiden 6c tai 6d signaaleista muodostetun spektrin osa- tai kokonaistehon arvona.

Keksinnön mukaisessa laitteessa sykevariaationäyttö 40 eli ns. relaksaationäyttö 40 edullisimmin muodostuu esimerkiksi 10-osaisesta pylväästä. Pylvään korkeus kuvaa suo-

raan sykevälien keskihajontaa. Mitä korkeampi pylväs on, niin sitä suurempi on keskihajonta ja vastaavasti rentoutumisaste.

5 Keksinnön edullisessa toteutusmuodossa menetelmässä sykevariaatio ilmoitetaan sykemittarin näytöllä 10 samanaikaisesti keskimääräisen syketaajuuden kanssa. Tällöin käyttäjä samalla kertaa yhdellä silmäyksellä havaitsee sekä keskimääräisen syketaajuuden että myös sykevariaation, joista jälkimmäinen siis kertoo henkilön rentoutumisasteesta.

10 Keksinnön edullisessa toteutusmuodossa menetelmässä sykevariaatiotieto ilmoitetaan sykemittarin näytöllä graafisesti ja/tai numeerisesti. Graafinen näyttö suoritetaan esimerkiksi palkkimaisella näyttöelementillä. Numeerinen näyttö voidaan suorittaa näyttöelementeillä 41-42.

15 Menetelmässä sykevariaatiotieto ilmoitetaan sykemittarin näytöllä samanaikaisesti sekä graafisesti että numeerisesti.

20 Sykevariaatiotieto ilmoitetaan sellaisella yhteisellä näyttöelementillä, jota lisäksi käytetään sykemittarin toiminto- ja asetustilojen indikoimiseen.

 Menetelmässä ilmoitetaan indikaattorilla 50, näyttääkö yhteinen näyttöelementti 40 sykevariaatiotietoa vai toiminto- ja asetustiloja.

25 Vaikka keksintöä on edellä selostettu viitaten oheisten piirustusten mukaisiin esimerkkeihin, on selvää, ettei keksintö ole rajoittunut niihin, vaan sitä voidaan monin tavoin muunnella oheisten patenttivaatimusten esittämän keksinnöllisen ajatuksen puitteissa.

Patenttivaatimukset

1. Menetelmä henkilön sykemittauksen yhteydessä, jossa menetelmässä

5 - mitataan sykemittarilla henkilön EKG-signaali ja ainakin yhden EKG-signaalin aaltomuodon, kuten QRS-kompleksin, ajoitushetki,

- lasketaan EKG-signaalista sydänsykkeen keskimääräinen syketaajuus,

10 t u n n e t t u siitä, että sykemittarin näytöllä näyttämistä varten menetelmässä muodostetaan matemaattisen funktion avulla sydänsykkeen variaation suuruuteen tai sydänsykkeestä muodostetun spektrin kokonais- tai osatehon suuruuteen verrannollinen sykevariaatiotieto, joka näytetään sykemittarin näytöllä.

2. Patenttivaatimuksen 1 mukainen menetelmä, t u n n e t t u siitä, että menetelmässä sykevariaatio ilmoitetaan sykemittarin näytöllä samanaikaisesti keskimääräisen syketaajuuden kanssa.

20 3. Patenttivaatimuksen 1 mukainen menetelmä, t u n n e t t u siitä, että menetelmässä sykevariaatiotieto ilmoitetaan sykemittarin näytöllä graafisesti ja/tai numeerisesti.

25 4. Patenttivaatimuksen 3 mukainen menetelmä, t u n n e t t u siitä, että menetelmässä sykevariaatiotieto ilmoitetaan sykemittarin näytöllä samanaikaisesti sekä graafisesti että numeerisesti.

30 5. Patenttivaatimuksen 1 mukainen menetelmä, t u n n e t t u siitä, että sykevariaatiotieto ilmoitetaan sellaisella yhteisellä näyttöelementillä, jota sykevariaatiotiedon näyttämisen lisäksi käytetään sykemittarin toimintoja asetustilojen indikoimiseen.

35 6. Patenttivaatimuksen 5 mukainen menetelmä, t u n n e t t u siitä, että menetelmässä indikaattorilla (50) ilmoitetaan, näyttääkö yhteinen näyttöelementti (40) syke-

variaatiotietoa vai toiminto- ja asetustiloja.

5 7. Patenttivaatimuksen 1 mukainen menetelmä, t u n -
n e t t u siitä, että sykevariaatiotieto lasketaan tulok-
senaan sykkeen keskihajonnan antavan tilastofunktion (13)
avulla.

8. Patenttivaatimuksen 1 mukainen menetelmä, t u n -
n e t t u siitä, että sykevariaatiotieto lasketaan tulok-
senaan hetkellisen syke- tai RR-signaalin jakaumakuvion
korkeuden tai leveyden antavan tilastofunktion avulla.

10 9. Patenttivaatimuksen 1 mukainen menetelmä, t u n -
n e t t u siitä, että sykevariaatiotieto lasketaan tulok-
senaan jatkuvan sykesignaalin tehospektrin kokonais- tai
osatehon antavan funktion avulla.

15 10. Laite henkilön sykemittauksen yhteydessä, joka
laite käsittää

- välineet (1-4) sydämen sykesignaalien detektoimi-
seksi ja lähettämiseksi;

20 - sykemittarin (5-10;11) sykesignaalien vastaanotta-
miseksi, laskemiseksi ja mittaamiseksi ja ainakin yhden sy-
kesignaalin sisältämän EKG-signaalin aaltomuodon, kuten
QRS-kompleksin, ajoitushetken rekisteröimiseksi;

- välineet (8;12) sydänsykkeen keskimääräisen syke-
taajuuden laskemiseen EKG-signaalin perusteella,

25 t u n n e t t u siitä, että laite käsittää

- välineet (8;13) sykevariaation suuruuteen tai jon-
kin sykkeestä muodostetun spektrin kokonais- tai osatehon
suuruuteen verrannollisen sykevariaatiotiedon muodostami-
seksi matemaattisen funktion avulla; ja

30 välineet (40, 41-42) sykevariaatiotiedon ilmoittami-
seksi sykemittarissa.

35 11. Patenttivaatimuksen 10 mukainen laite, t u n -
n e t t u siitä, että välineet (40, 41-42) sykevariaatio-
tiedon ilmoittamiseksi sykemittarissa käsittävät näyttöele-
mentin (40, 41-42) siinä samassa näyttölaitteessa (10), jo-
ka käsittää näyttöelementin (10a) keskimääräisen syketiedon

näyttämiseen.

12. Patenttivaatimuksen 10 mukainen laite, t u n -
n e t t u siitä, että välineet sykevariaatiotiedon näyt-
tämiseen käsittävät graafisen ja/tai numeerisen näyttöele-
5 mentin (40 ja/tai 41-42).

13. Patenttivaatimuksen 10 mukainen laite, t u n -
n e t t u siitä, että välineet (40) sykevariaatiotiedon
ilmoittamiseksi muodostuvat samasta näyttöelementistä (40),
jolla sykemittarissa indikoidaan toiminto- ja asetustiloja.

10 14. Patenttivaatimuksen 10 mukainen laite, t u n -
n e t t u siitä, että laite käsittää ylipäästösuolettimen
(11) sykesignaalin suodattamiseksi.

Patentkrav

1. Förfarande i samband med mätning av en persons puls, i vilket förfarande

5 - personens EKG-signal och tidsplaceringen av
åtminstone en vågform, såsom QRS-komplexet, i EKG-signalen
mäts med en pulsmätare,

 - hjärtpulsens genomsnittliga frekvens kalkyleras
på basen av EKG-signalen,

10 k ä n n e t e c k n a t av att det i pulsmäta-
rens teckenfönster tillkännages med pulsvariationens
storlek, eller med storleken på helhets- eller deeffekten
av ett spektrum som bildats av pulsen, jämförbar puls-
variationsinformation som åstadkommit med hjälp av en
15 matematisk funktion.

2. Förfarande enligt patentkrav 1, k ä n n e -
t e c k n a t av att pulsvariationen tillkännages i puls-
mätarens teckenfönster samtidigt med den genomsnittliga
pulsfrekvensen.

20 3. Förfarande enligt patentkrav 1, k ä n n e -
t e c k n a t av att pulsvariationsinformationen tillkän-
nages grafiskt och/eller numeriskt i pulsmätarens tecken-
fönster.

25 4. Förfarande enligt patentkrav 3, k ä n n e -
t e c k n a t av att pulsvariationsinformationen samtidigt
tillkännages både grafiskt och numeriskt i pulsmätarens
teckenfönster.

30 5. Förfarande enligt patentkrav 1, k ä n n e -
t e c k n a t av att pulsvariationsinformationen till-
kännages med ett sådant gemensamt teckenfönsterelement,
som förutom att det används för att tillkänna puls-
variationsinformation också används för att indikera
puls-mätarens funktions- och inställningslägen.

35 6. Förfarande enligt patentkrav 5, k ä n n e -
t e c k n a t av att det medelst en indikator (50) visas

om det gemensamma teckenfönsterelementet (40) tillkännager pulsvariationsinformation eller funktions- och inställningsinformation.

5 7. Förfarande enligt patentkrav 1, k ä n n e -
t e c k n a t av att pulsvariationsinformationen kalkyle-
ras med hjälp av en statistisk funktion (13) som ger
standardavvikelsen för pulsen.

10 8. Förfarande enligt patentkrav 1, k ä n n e -
t e c k n a t av att pulsvariationsinformationen kalkyle-
ras med hjälp av en statistisk funktion som ger
normalfördelningens höjd eller bredd för ögonblickets
puls- eller RR-signal.

15 9. Förfarande enligt patentkrav 1, k ä n n e -
t e c k n a t av att pulsvariationsinformationen kal-
kyleras med hjälp av en funktion som ger helhets- eller
deleffekten av den kontinuerliga pulssignalens effekt-
spektrum.

10 10. Apparat i anslutning till mätning av pulsen
hos en person, vilken apparat omfattar

20 - instrument (1 - 4) för att avkänna och sända
hjärtats pulssignaler;

25 - pulsmätare (5 - 10; 11) för att motta,
kalkylera och mäta pulssignalerna och för att registrera
tidsplaceringen av åtminstone en vågform, såsom QRS-
komplexet, i EKG-signalen i åtminstone en pulssignal;

 - instrument (8; 12) för att kalkylera den
genomsnittliga pulsfrekvensen på basen av EKG-signalen,

 k ä n n e t e c k n a d av att apparaten omfattar

30 - instrument (8; 13) för att åstadkomma med
pulsvariationens storlek, eller med storleken på helhets-
eller deleffekten av något spektrum som bildats av pulsen,
jämförbar pulsvariationsinformation med hjälp av en mate-
matisk funktion; och

35 - instrument (40, 41 - 42) för att tillkännage
pulsvariationsinformationen i pulsmätaren.

11. Apparat enligt patentkrav 10, k ä n n e -
t e c k n a d av att instrumenten (40, 41 - 42) för att
tillkänna pulsvariationsinformation i pulsmätaren om-
fattar ett teckenfönsterelement (40, 41 - 42) i samma
5 visningsanordning (10) som omfattar ett teckenfönster-
element (10a) för att tillkänna den genomsnittliga
pulsinformationen.

12. Apparat enligt patentkrav 10, k ä n n e -
t e c k n a d av att instrumenten för att tillkänna
10 pulsvariationsinformation omfattar ett grafiskt och/eller
numeriskt teckenfönsterelement (40 och/eller 41 - 42).

13. Apparat enligt patentkrav 10, k ä n n e -
t e c k n a d av att instrumenten (40) som tillkännager
pulsvariationsinformationen utgörs av samma teckenfönster-
15 element (40), varmed man i pulsmätaren visar funktions-
och inställningslägena.

14. Apparat enligt patentkrav 10, k ä n n e -
t e c k n a d av att apparaten omfattar ett högpasfilter
(11) för att filtrera pulssignalen.

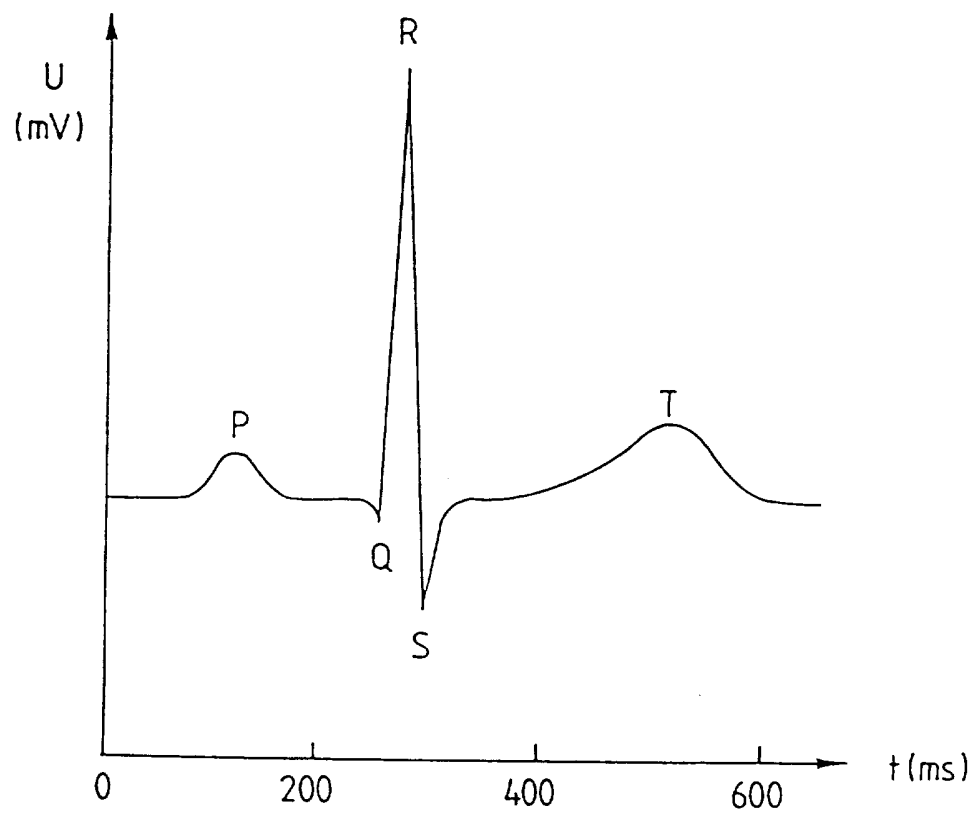


FIG. 1

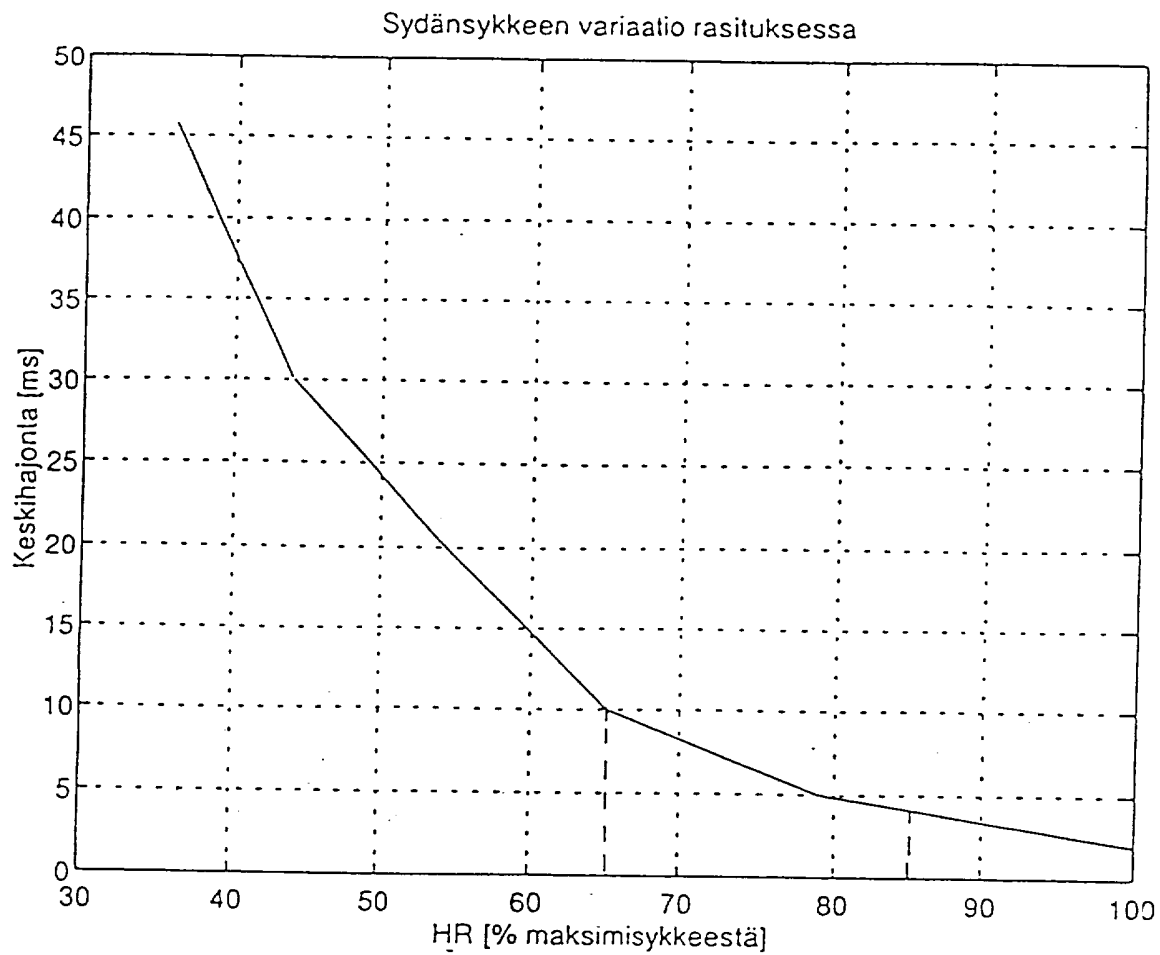


FIG. 2

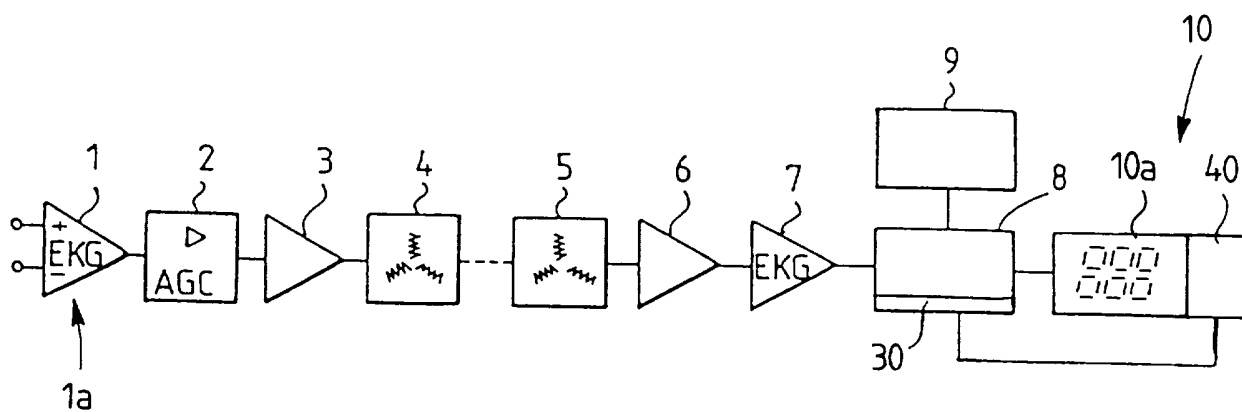


FIG. 3

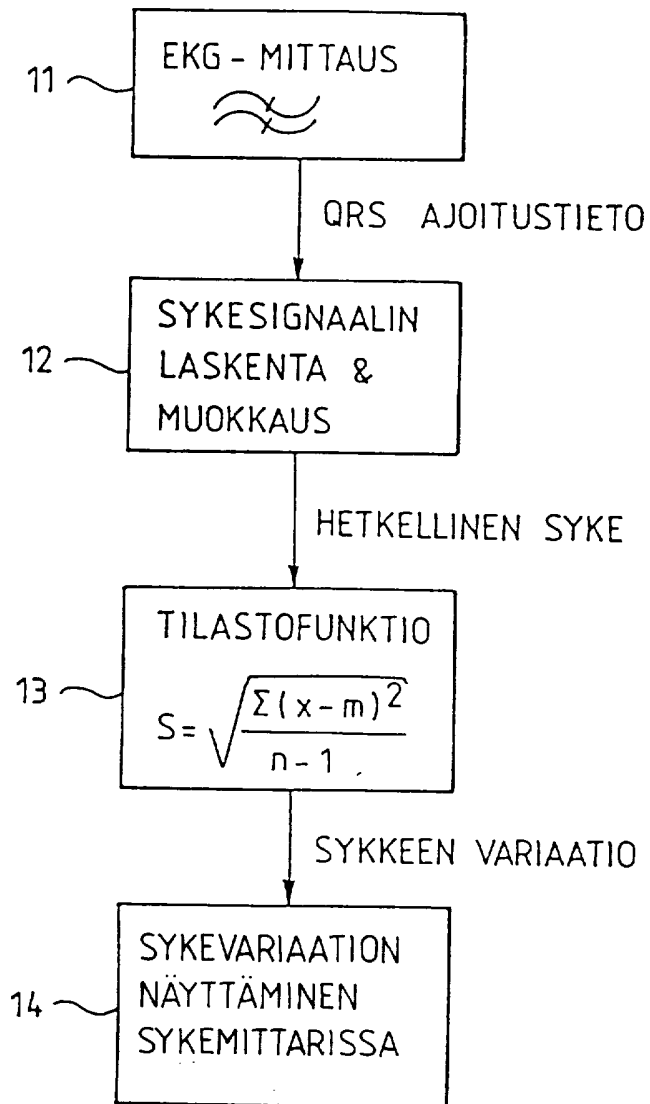


FIG. 4

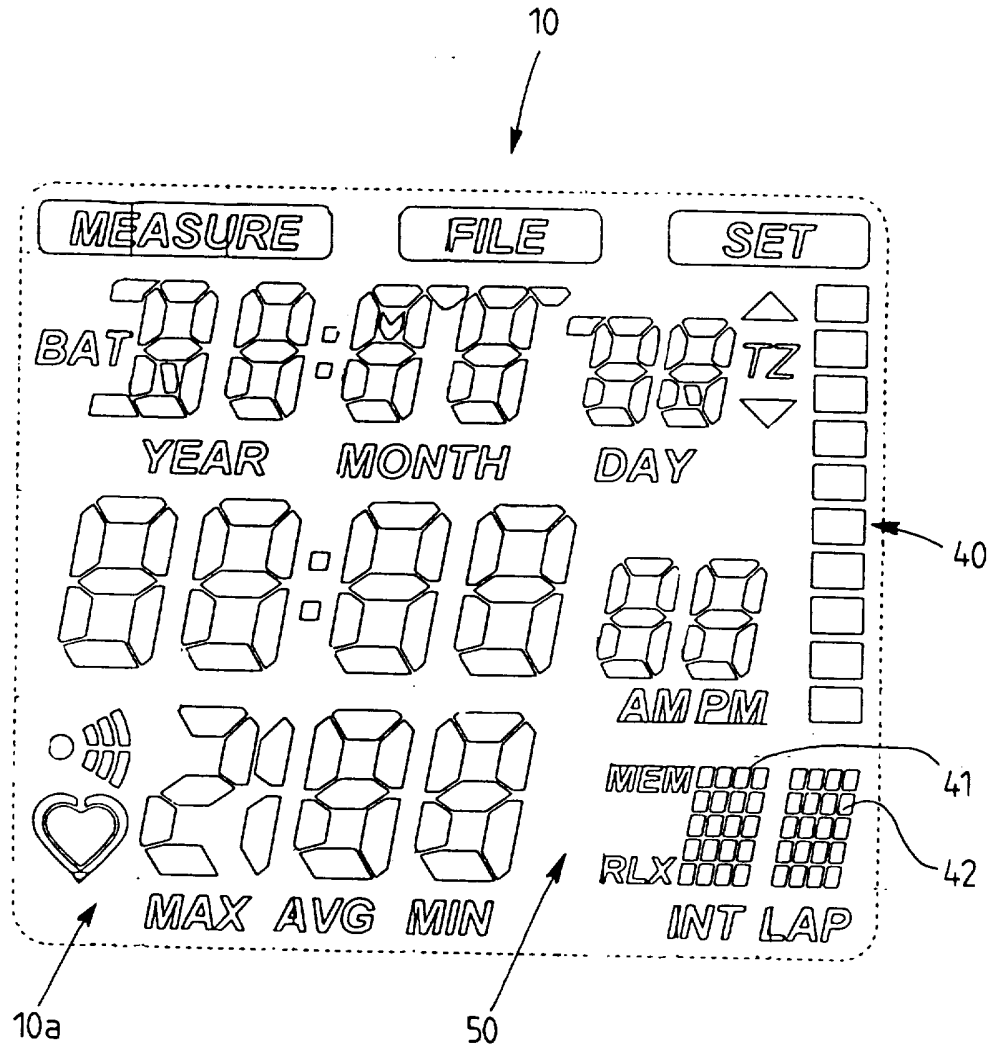
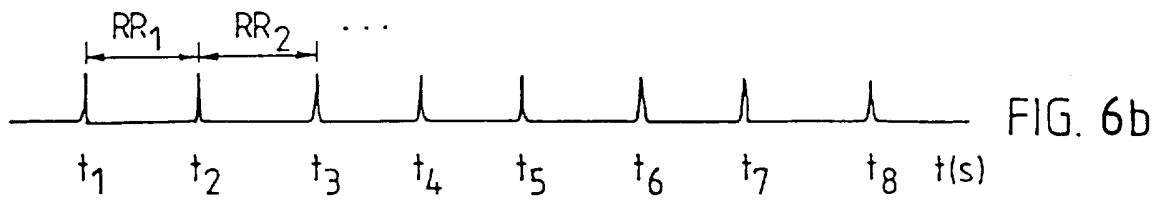
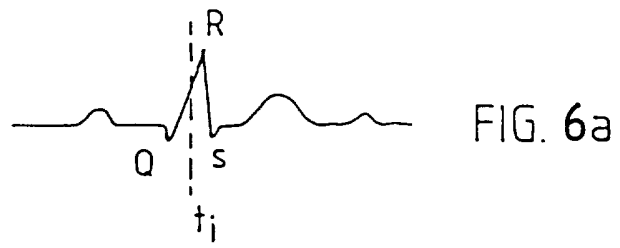


FIG. 5



$$RR_1 = t_2 - t_1, \quad RR_2 = t_3 - t_2, \quad \dots$$

